

超声心动图学的 操作技术与诊断

福建科学技术出版社

1
3

超声心动图学的 操作技术与诊断

张善骐 译

福建科学技术出版社

一九八五年·福州

责任编辑：陈秀庄

超声心动图学的操作技术与诊断

(美) 詹·索尼娅 著 张善骊 译
詹·肇 凯
胡锡衷 郑道声 阮景纯 审校

*

福建科学技术出版社出版

(福州得贵巷27号)

福建省新华书店发行

福建新华印刷厂印刷

开本787×1092毫米 1/32 6.875印张 14.7千字

1986年1月第1版

1986年1月第1次印刷

印数：1—3,670

书号：14211·88 定价：1.65元

序 言

超声心动图学已成为一门成熟的科学。早在1960年，超声心动图学就受到某些研究机构的重视，并在一定程度上引用于临床。20年后的今天，超声心动图学已成为研究心脏病的重要诊断手段，并从实验室发展到课堂中去阐明心脏的正常生理与异常解剖。医学文献所发表的超声心动图学是作为一种研究手段，用于估价先天性心血管病、测定药物应用的效果及确定健康人与心脏病患者的心脏功能状况。

本书的资料，系本人于1968年为心脏病学专家及内科主治医师讲授心脏病超声技术与诊断时所收集的，应广大读者的要求，曾于1976年编写并出版了《M型超声心动图的操作技术与图形的识别》。

《超声心动图学的操作技术与诊断》，全面修订、充实了第一版内容，并编入对临床有实用价值的二维及M型超声心动图的最新技术。因此，本书能有效地指导读者在临床及时发现、正确地记录并解析超声图形。全部资料均通过创伤方法（心导管术、手术及尸检）证实，所有例举与图片均有说明。手术与尸检标本的照片系做为补充超声心动图与心导管的发现。全书穿插有儿童超声心动图。每章后面均附有完整的书目提要，供读者查阅特殊与一般疾病超声心动图的世界英文文献（注：因篇幅受限故省略——译者）。

每章均穿插有读者感兴趣的病例。每项技术与诊断的讲解，均包含了现代国内外超声心动图学检查技术的新见解与知识、临床应用与有关专家的意见。

本书系作者在长期临床工作中所累积的M型与二维超声心动图资料。当我们检查病人时，应听取病人对自己、家庭及未来充满忧虑的主诉。他（她）们恳切地期待着病情好转，使自己能早日成为自食其力的公民。这些病人为我们再版《超声心动图学的操作技术与诊断》做出了贡献。

俄亥俄州托利多市

Sonia Chang

译 者 话

詹·索尼娅 (Sonia Chang) 副教授与詹肇凯 (John K Chang) 博士是国际著名的超声心动图学专家。他(她)们的著作深受世界各国读者的喜爱。本书是作者20多年临床经验的总结,是一本国内外不可多得的超声心动图学专著。内容既有现代国际上超声心动图学的最新见解与知识,又有作者长期从事超声心动图学临床工作、教学与科研的成果。因此,它对超声心动图的正确操作检查与诊断具有很好的指导意义。

本人在翻译这本书的过程中,曾蒙本院李温仁院长、钱维顺副院长,以及美国Riverside医院詹·索尼娅 (Sonia Chang) 副教授、詹肇凯 (John K Chang) 博士的鼓励与指导。译稿又蒙本所胡锡衷副所长、上海第二医学院附属第三人民医院内科副主任郑道声教授、山东医学科学院院长阮景纯教授等给予热情审校。书中图片承洪惠民摄影师、林国生同志、江玉英同志协助拍摄与冲洗,在此一并致以衷心的感谢。由于篇幅有限,原著的参考资料及部分插图从略。

由于本人水平有限经验不足,书中缺点错误在所难免,恳切希望有关专家、教授和读者给予批评指正。

福建省立医院 张善驹
福建省心血管病研究所

1983年2月13日

目 录

第一章 超声基础.....	(1)
第二章 正常心脏.....	(19)
正常二尖瓣.....	(19)
正常左房.....	(31)
正常主动脉根部.....	(39)
正常主动脉瓣.....	(47)
正常右室.....	(53)
正常左室.....	(62)
第三章 肋骨下(剑突下)超声心动图.....	(73)
第四章 大心脏.....	(87)
第五章 心包与心包外疾病.....	(98)
第六章 实用的左室功能.....	(108)
第七章 异常二尖瓣.....	(132)
第八章 异常主动脉根部与主动脉瓣.....	(165)
第九章 三尖瓣.....	(178)
第十章 肺动脉瓣与肺动脉.....	(186)
第十一章 人造瓣膜.....	(196)
附录.....	(204)

第一章 超 声 基 础

一帧诊断性超声心动图，必须准确反映病人的心脏解剖与泵血能力。为了正确地记录与解析超声心动图，内科医生与超声工作者必须具有一定的有关超声原理及其与人体软组织和体液相互作用的知识。

本章主要论述，获得一帧诊断性超声心动图所需要的技术。所介绍的M型与两维超声心动图检查基础技术，能适用于市场上买得到的超声图仪器。

一、原理

1. 超声电源

开始进行超声心动图检查时，探头应置于病人的胸骨旁。要根据病人体型的大小与胸内心脏结构的深度，选择一个合适的探头。

探头的声源或特殊元件通常是用一种直径为6~13毫米的圆形锆钛酸铅晶体制成的。经过来自记录仪的交流电作用2微秒后，特制元件(锆钛酸铝晶体)可膨胀与缩小，于是产生机械振动。这些机械振动以周期性振荡或正弦波通过耦合胶穿入人体组织内。这些振动波即为声波。

超声回声是指在静止期无声波发射时返回探头的反射声波。超声回声与探头元件碰撞可再引起其形状变化。电流是通过接收器与信号放大器处理后而显示于示波器上。已知压电效应是由于电流或机械振动使晶体线变形。压电效应是很

有利的，因它使同一探头元件具有接收器与声源的功能。探头元件的形状、大小与厚度决定其形状变化的快慢，探头元件形状变化愈快，其频率愈高。

2. 周期、波长与脉冲

在超声记录仪的电压作用下，可看到有四个周期的超声脉冲（图1—1）射入胸部的弹性组织内。声波在组织中传播时，其分子是一系列的压缩与稀疏。从一个分子开始压缩到另一个分子开始压缩之间的距离，称为一个压周或一个波长。

一个探头元件的频率等于在已知时间内直接通过一个固定观察点的压力周期数。例如，如果探头能在1秒钟发出1个周期（1分子压缩加1分子稀疏）通过固定观察点，这个探头就具有每秒1周期的频率或1赫（Hz）。超声心动图的探头每一秒钟能够发放无数的周期或兆赫（MHz）。超声

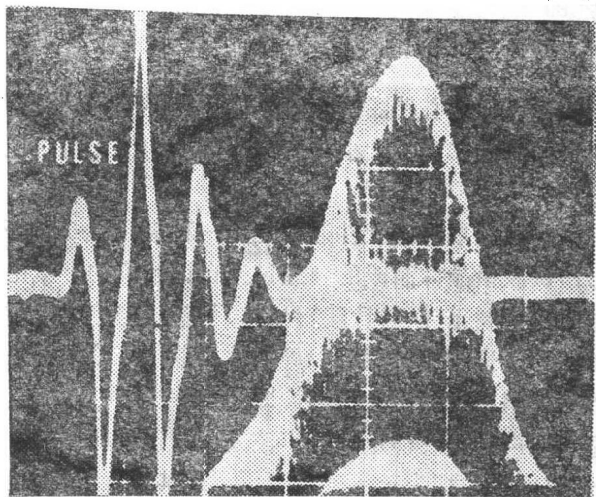


图1—1 本照片为2.25兆赫探头从声源不同距离所显示探头最大的灵敏度。

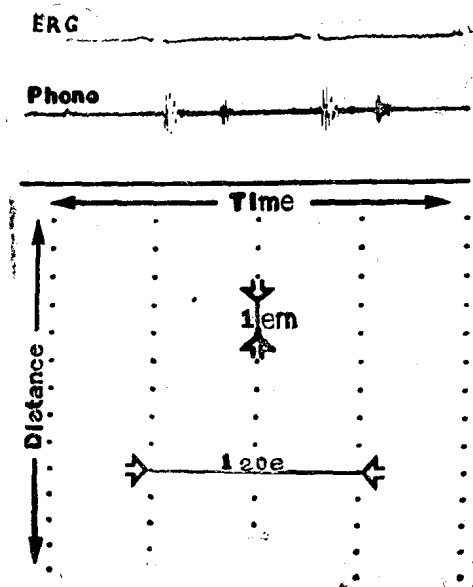


图1—2 电子计算组织深度标点，两个标点之间距离等于1厘米的组织深度。超声图的间期与纸速按0.5秒计算。

是听不到的，因它的频率是远远超过2万周/秒的可听范围。

在正常的体温下，声波穿过软组织的速度约为1540米/秒。这种速度是恒定的，不受声波传播数量的约束。如果知道探头的频率，则可从下列公式中计算出波长(波长)：

$$\text{波长(毫米)} = \frac{\text{声波通过软组织的速度}}{\text{探头频率}} = \frac{1.5}{f}$$

表1—1系用于超声心动图检查的6种探头所估价的波长。

一个脉冲是由2~5个周期组成，但多数新式探头所发射的脉冲有4个周期。从表1—1中可看出高频率探头的

脉冲较低频率者短。脉冲短，多能记录到位置相接近结构的单独回声(即分辨力)。可是脉冲短，传播不远，因为这种脉冲在穿入心脏组织之前其能量多已丧失或被心肌内特殊的物质所散射。这种能量的丧失称为衰减。周期短、频率高的探头适合于检查心脏结构离探头小于8厘米的新生儿与婴儿，而不适合于检查青年或成年病人，因为这些病人的心脏组织距离探头较远。

牢记：

高频率探头 = 周期多/秒 = 波长短 = 穿透力差

低频率探头 = 周期少/秒 = 波长长 = 穿透力强

3. 超声图仪器系统

探头是超声心动图仪器的附件，它包含一个计时器与一个间断送能量给压电晶体的发射器。电流的发生与处理是通过接收器与放大器以活动的图像显示于示波器上(阴极射线管)。此外，尚有记录器连接于上述电路系统，它使活动图像记录于感光纸上，以供临床分析之用。

胸内心脏组织的深度是以电标点计算而显示于记录纸上的(图1—2)。两个标点之间的距离等于1厘米的组织深度。

表1—1 6种超声心动图探头的周长与脉冲

探头频率 (MHz)	周长 (mm)	脉冲长度 (mm)
1.6	0.937	3.74
1.9	0.789	3.16
2.25	0.666	2.66
3.5	0.428	1.71
5.0	0.300	1.20
7.0	0.214	0.85

表 1—2

五种无聚焦探头近场长度

探头频率 (MHz)	元件直径 (mm)	波长 (mm)	近场长度 (mm)
1.9	19	0.789	114
2.25	6	0.666	14
2.25	13	0.666	63
3.5	6	0.428	21
5.0	6	0.300	30

4. 射束宽度

探头元件（铅钛酸铅晶体）每次受电激励之后，就有一柱超声射入人体组织内。迄今，仍局限于探头单一的声波。这种超声柱或声束的直径等于探头元件的直径。声束能保持

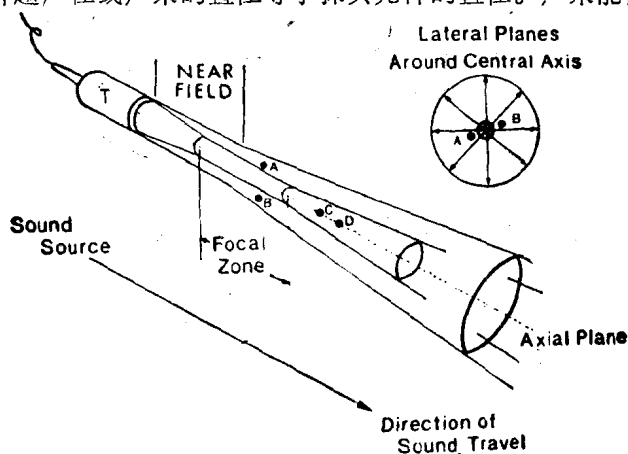


图1—3 该图显示声束在近区以外的散射宽度。此发射区称为远区。靶C与D系位于声束中心轴内的相邻点。若脉长小于两靶之间的距离，则靶的回声可反射回探头。对于声束中心轴来说，靶A、B是位于周围。两个靶即一个声束的宽度，但一个观察者不可能确定相应的位置。通过压电晶体前方置一曲透镜，能使向内所发射的声波宽度减小或集中。所集中的声束宽度必须小于人体A、B靶间的距离。

准直达数厘米，这种准直或近电场的长度是取决于探头元件的波长与直径(表1—2)。大多数超声心动图所检查的组织深度超过近电场的长度(图1—3)。幸而，在分辨力与灵敏度消退之前，可用无聚焦探头探查约两倍于近电场深度的组织。在实验条件下，确定声的灵敏度是将一个6毫米钢棒放在水中，使其与探头元件保持一定距离，观察探头对此物体的探测能力。很多因素可影响探头的灵敏度，包括超声图系统的附件。下面介绍读者感兴趣的内容。

$$dB = 20 \log (A_1/A_2)$$

说明：dB = 分贝

A = 声的反射强度

从图1—4~7可见探头的最大灵敏度是与射束的最小直径相一致的。在这些区域所检查的组织能提供最清晰的反射位置与厚度。

5. 轴的分辨力

一帧超声心动图的诊断质量，部分取决于超声图仪记录系统能否精确地分辨位于声束传播方向中心轴不同深度的两个相邻结构(图1—3，靶C与D)。如果脉冲长度不超过两个靶之间的距离，则组织层的回声反射便可分开。目前市场上能买到超声图仪器的轴分辨力在1.0~1.5毫米之间。

6. 侧向分辨力

人们往往认为“冰尖观”系设想声波，它沿着所探查组织的狭窄轨道传播。这是一种错误的概念。一条超声射束的周径，其大小是等于或大于探头元件的直径。位于声束中心轴周围的组织声波可被反射回探头(图1—3，靶A与B)。当回声显示于示波器或记录纸上时，超声心动图工作者不知道所反射的各组织或探头是在什么位置。因为探头所要探查

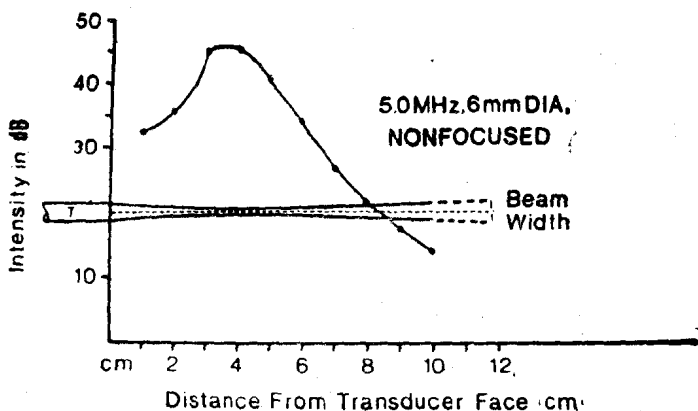


图1—4 此系无聚焦5.0兆赫探头的射束曲线图。射束最小宽度为4厘米。曲线上每点代表射束最大声学灵敏度。整条曲线代表探头的射束穿过已知距离的灵敏度分布。测定单位为分贝，1分贝等于 $20\log(A_1/A_2)$ 。

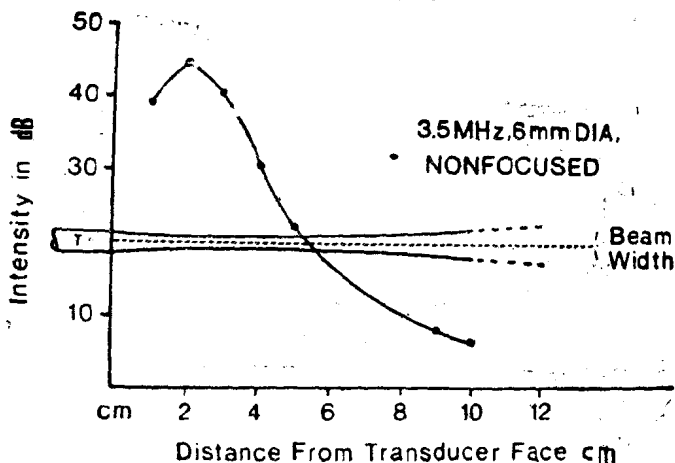


图1—5 此系3.5兆赫无聚焦探头的射束图。射束的最小宽度为2~3厘米，最大声学灵敏度为2厘米。在5厘米处的声学灵敏度 $\geq$ 最大声学灵敏度的一半。此后，灵敏度迅速降低。

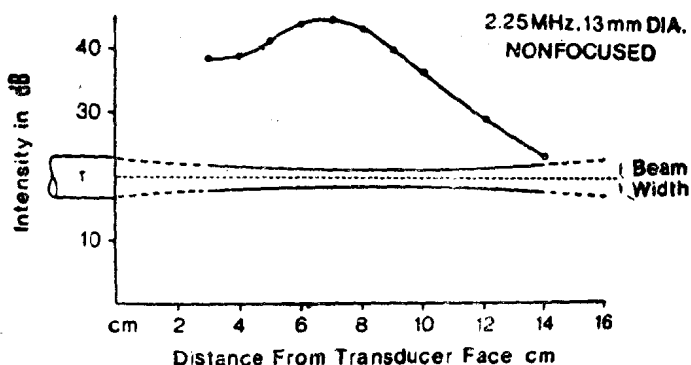


图1—6 此系2.25兆赫无聚焦探头的射束图。射束的最大宽度为7~10厘米，最大声学灵敏度 ≥ 14 厘米深度最大振幅的一半。

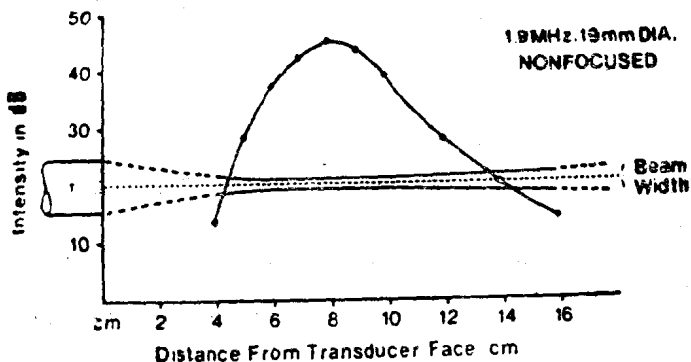


图1—7 此系1.9兆赫无聚焦探头射束图。射束最大宽度为6~10厘米，最大声振幅为8厘米。振幅曲线上各点均 ≥ 16 厘米深度振幅的一半。深度超过16厘米时，近探头区的超声分辨力差。

的组织结构会并排或者移位。

多数超声图仪器的侧向分辨力不如轴向分辨力，两者可相差好几倍。应用聚焦探头会改善侧向分辨力。在探头元件

与环氧树脂防护面之间放置一个曲透镜，能使狭窄轨道内的声束超过近电场，从而使远电场射束的散射量减少。这样能使更多的超声能量集中于一个比较小的组织区。为了观察离开轴靶的物体，必须使射束宽度窄小到可通过两个物体间的间隙，而且不被任何一个物体所遮断。这种声束的位向所观察到每个靶均可分开。聚焦探头的缺点在于声束两端的灵敏度会衰减。作者喜欢用高频率及低频率的无聚焦探头，但在检查早产儿时用高频聚焦探头。

7. 吸收

声波离开探头后要经过一个较长的路程，当其通过不同密度组织时，以 $1\text{dB}/\text{Cm}/\text{MHz}$ 的速度衰减其能量。一部分能量变成热而消散(吸收)于组织中，其机理尚不完全清楚。

8. 偏射与折射

只要声波通过一个密度相同的组织，就会发生小折射(弯曲)与偏移(改变传导方向)。声波通过血液的速度约为 $1500\text{米}/\text{秒}$ 。当声波被密度不同组织(如心室壁)所截断时，在血液与组织之间的界面就会有一种声失谐(图1—8)。这时有些声波被反射回探头，而另一些声波则继续通过界面进入新的组织介质内，经后者的吸收与分散，又丧失一些能量。由心肌本身的特殊物质所产生的少数低强度回声可反射回探头，这些回声有助于对心肌的识别。

声波穿过非液体组织比较快，平均速度为 $1540\text{米}/\text{秒}$ 。虽然当声波越过界面时会有些弯曲或折射，但在超声心动图中这种折射的量是微不足道的。

心脏内几乎没有光滑的反射面。其形状不是弯而不规则，就是粗糙不平。明显倾斜或粗糙面的声波会偏离其传播方向(图1—8)。如果偏移的声波太多，则心脏某些区域

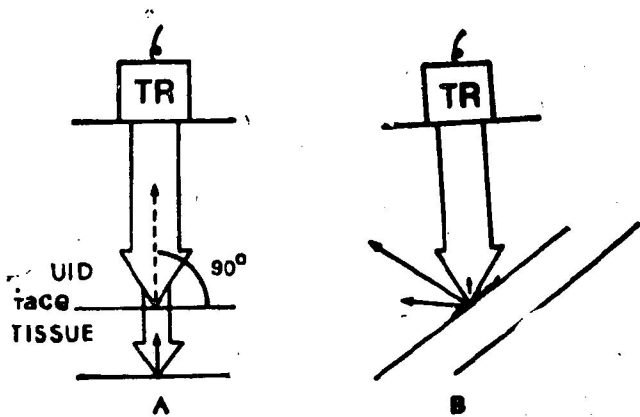


图1—8 A.当声波穿过反射器的最大活动平面时，部分声波反射回探头，另一部分声波进入新的介质，穿过液体——组织界面。声波的能量丧失发生于从心脏穿入组织时。B. 声波穿过不规则或粗糙的心脏结构时的原始折射线变化。

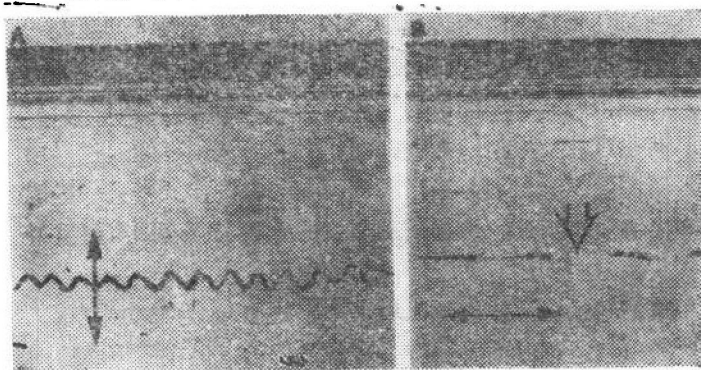


图1—9 A.探头面涂以胶状物并固定位置。检查时手垂直于声束作上下移动，记录到活动幅度大的波。B.手不动时未记录到活动波，当手离开声束时，接收不到回声反射，这就是图像间断（开放箭头）的原因。